

X-RAY CT APPARATUS

Patent number: JP62261342
Publication date: 1987-11-13
Inventor: NANBU KYOJIRO; RIFU TOSHIHIRO
Applicant: TOKYO SHIBAURA ELECTRIC CO
Classification:
 - **international:** A61B6/03; G01N23/04
 - **European:**
Application number: JP19860105154 19860507
Priority number(s): JP19860105154 19860507

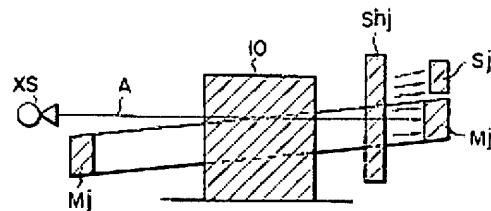
Also published as:

 US4807267 (A1)
 DE3715247 (A1)

Abstract not available for JP62261342

Abstract of correspondent: **US4807267**

An X-ray computed tomography apparatus is disclosed which includes an X-ray source for irradiating an X-ray, a main detector section for detecting the X-ray passed through a subject and a scattering ray detector for detecting its scattered component. An X-ray shield member is detachably mounted between the X-ray source and the main detector section to shield the main X-ray. The apparatus thus manufactured evaluates a ratio between an amount of scattered component incident on the main detector section when the main X-ray is shielded from the X-ray shield member and an amount of scattered component which is detected by the scattering ray detector. With this ratio placed as K, an amount of X-ray, m, to be measured is found from $m = b - a/K$ where a denotes the scattered component detected by the scattering ray detector and b denotes an output level of the main detector section when the X-ray is not shielded. In this connection it is to be noted that, with this ratio K placed as such, the values b, a are generally given without any X-ray shield member.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11)特許出願公告番号

特公平7-63464

(24) (44)公告日 平成7年(1995)7月12日

(51)Int.Cl.⁶
A 61 B 6/03

識別記号 庁内整理番号
350 K 9163-4C

F I

技術表示箇所

発明の数1(全5頁)

(21)出願番号 特願昭61-105154
(22)出願日 昭和61年(1986)5月7日
(65)公開番号 特開昭62-261342
(43)公開日 昭和62年(1987)11月13日

(71)出願人 99999999
株式会社東芝
神奈川県川崎市幸区堀川町72番地
(72)発明者 南部 茂二郎
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内
(72)発明者 利府 俊裕
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会
社東芝那須工場内
(74)代理人 弁理士 三澤 正義

審査官 和田 志郎

(56)参考文献 特開 昭60-108039 (J P, A)

(54)【発明の名称】 X線CT装置

1

【特許請求の範囲】
【請求項1】被検体にX線を曝射するX線源と、
該X線源から曝射された被検体を透過したX線及び散乱
線を検出する主検出器と、
この主検出器近傍に配置され散乱線を検出する散乱線検
出器と、
前記X線源から前記主検出器に入射するX線の主線を遮
蔽する着脱自在の遮蔽体と、
被検体の代わりに標準散乱体を配置し、かつ、前記遮蔽
体により前記主線を遮蔽したときに得られる前記両検出
器の出力値の比を求めた後、遮蔽体を主線から取り外し
て被検体についてスキャンを行ったときに得られる前記
両検出器の出力値及び前記求めた比に基づいて、主検出
器の出力値から散乱線成分を除去する補正を行う補正手
段と

2

を有することを特徴とするX線CT装置
【請求項2】遮蔽体は、X線源と散乱線検出器とを結ぶ
軸を越える位置まで達する長さとした特許請求の範囲第
1項記載のX線CT装置。

【請求項3】X線源、散乱線検出器及び遮蔽体は、スキ
ヤン中心の回りに一体的に回転するものである特許請求
の範囲第1項又は第2項記載のX線CT装置。

【発明の詳細な説明】

【発明の目的】

【産業上の利用分野】

本発明はCT装置、特にその散乱線の検出の改良に関する。

【従来の技術】

一般にX線CT装置においてはX線源から曝射された被検
体を透過したX線及び散乱線を検出する主検出器と、該

10

主検出器への散乱線成分を検出するための散乱線検出器（以下、OOPSと略記する）とを備えており、OOPSにより検出されたデータに基づき散乱線成分を検出し、これを主検出器の測定値から除去することにより、できるだけ正確なX線情報を得るようになっている。

（発明が解決しようとする問題点）

主検出器とOOPSと同じ被写体からの散乱線が入った場合、OOPSの出力する測定値（検出した散乱線のエネルギーの挙話に比例）をa（以下単にaとも言う）とし、主検出器が出力する測定値b（以下単にbとも言う）とするとき、bのうち大半は主線すなわちX線源から被写体を透過して直接主検出器に至った本来測定しようとしている量m（以下単にmとも言う）であり、残りの

$$e = b - m$$

は散乱線による成分（以下単にこれをeとも言う）である。そして、一般には検出器の感度の違いや形状の違い等により、 $a = e$ とはならない。このため従来の装置では必ずしも正確なX線情報を得ることができなかつた。

一方、OOPSの測定値aと散乱線成分eの比

$$k = a/e$$

は一定であり、この比k（以下単にkとも言う）を予め知つておけば

$$m = b - a/k$$

なる関係によってmを推定することが出来る。ここでa/kは推定された「主検出器に入射した散乱線量」である。

以上のことから予めkを知つておく必要があることがわかる。

本発明は上記事情に基づいてなされたものであり、主検出器及び散乱線検出器の出力値の比kを知ることにより、散乱線成分を除去してより正確なX線情報を得ることを目的とする。

〔発明の構成〕

（問題点を解決するための手段）

上記目的を達成するために本発明は、被検体にX線を曝射するX線源と、該X線源から曝射され被検体を透過したX線及び散乱線を検出する主検出器と、この主検出器近傍に配置され散乱線を検出する散乱線検出器と、前記X線源から前記主検出器に入射するX線の主線を遮蔽する着脱自在の遮蔽体と、被検体の代わりに標準散乱体を配置し、かつ、前記遮蔽体により前記主線を遮蔽したときに得られる前記両検出器の出力値の比を求めた後、遮蔽体を主線から取り外して被検体についてスキャンを行ったときに得られる前記両検出器の出力値及び前記求めた比に基づいて、主検出器の出力値から散乱線成分を除去する補正を行う補正手段とを有することを特徴とするものである。

〔作用〕

本発明は上記の構成としたので、次のように作用する。即ち、遮蔽体が主検出器に入射する主線を遮蔽するの

で、このとき主検出器からの出力値は散乱線成分eのみとなる。従つてOOPSの出力値aとこの散乱線成分eとから両者の比kを求めることができ、この比kを用いてより正確なX線情報、即ち、

$$m = b - a/k$$

を得ることができる。

（実施例）

以下図示の実施例について説明する。

〔第1実施例〕

第1図は本発明に係るX線CT装置の要部を示す正面図であり、第2図はその側面図である。

本実施例は図示のように、それぞれのOOPS1からスライス面Aへおろした足HとX線源Sを結ぶ線上に於て、被写体（ここでは標準散乱体）2よりもOOPS1に近いところPにX線遮蔽体であるPbのビット（以下Pbビットといふ）3を置き、又この線上にある主検出器をMとする。従つてOOPS1と同数のPbビット3が置かれる。Pbビット3の長さは主検出器Mを十分に覆うようにする（さらにOOPS1をも覆うようにしてもよい）。又Pbビット3はスライス面Aに垂直に置く。より具体的にはPbビット3はPb（厚さ7～6mm）の角柱であり、第4図に示すように焦点外X線源をも遮蔽するためX線源S（X線管）のローターが主検出器Mから全く見えないようにする大きさとし、主検出器MとX線源Sを結ぶ線上で主検出器Mから50ないし150mm離れた位置に置く。Pbビット3の幅はそれぞれ異なってよいが、大きすぎるとPbビットは大部分の散乱線をも遮蔽してしまうことになり望ましくない。又Pbビット3は、X線源SとOOPS1を取り付けてあるフレームに対し着脱自在に取り付ける。標準散乱体2としては、例えば第5図に示すように人体と同程度の直径350φで、適当な長さのアクリル製円筒に水を満たしたものとし、その中心軸O'がスキャナ中心軸Oに一致し、且つその重心がスキャナ中心軸Oに一致するように置く。

さてこの状態でスキャンを行なうと、OOPS1,X線源Sはスキャナ中心軸O回りを回転するが、Pbビット3もこれと一体に同じく回転し、常に上述（第1,2図）の位置関係を保つ。回転につれMは次々と異なる主検出器の上を移っていく。

そして或る瞬間に於て、第3図に示すようにPbビット3は主検出器Mへ入射すべきであった主線4を完全に遮蔽する。このため主検出器MはPbビット3で遮蔽されない方向からくる、スキャナ内に置かれた標準散乱体2による散乱線5を受ける。

従つて、主検出器Mの出力bは

$$b = e \quad (m = 0)$$

となる。このときの状態を第6図に、そのスキャンデータを第7図に、主検出器Mの出力を第8図にそれぞれ示す。これらの図から解るように、このときのPbビット3による影7はX線源Sの回転角θによらず常に $\phi = \phi_i$

のところに出現する。そしてこの影の内側での主検出器Mの出力値がeに他ならない(第8図)。

一方対応するOOPS1も(これは本来主線を受けないout of Planeに置かれているが) Pbビット3で遮蔽されていない方向から来る散乱線5を受ける。つまりMと同じ散乱線5を受けることとなる。そこでこの出力をaとすると

$$k = a/e = a/b$$

であるからkを求めることができる。

【第2実施例】

この実施例はPbビット3を回転させず、一定の位置に置いておく。このとき、Pbビット3の数はOOPS1の数と一致する必要はなく少なくとも1個あればよい。

Pbビットは先述した第1, 2, 3図に示されるように置かれ、また検出器M主線4(及び焦点外X線)が入射しないように、その大きさを設定する。

この場合、スキャンデータ上第9図に示すような曲線7'が一本Pbビットによって描き出される。そしてOOPS1iとX線源Sを結ぶ直線上にPbビットが来たとき(第9

図に示す θ_1, θ_2 に来たとき)、その時点でその直線上にある主検出器の出力値(即ち $\theta = \theta_1$ 又は $\theta = \theta_2$ に於る出力値)は、第10図に示すようにeとなる。これによつてkを求めることができることは第1実施例と同様である。

【第3実施例】

第11図に上述の実施例を用いたX線CT装置全体のブロック図を示す。

同図に於て、10は上述のスキャナ、11は該スキャナ10からのデータを収集するデータ収集部(DAS)、12は該DAS12及びOOPS1からのデータに基づきkを算出してkとaとを出力する演算部、13はこのkとaとを記憶するメモリ、14は該メモリ13のa及びkにより、

$$m = b - a/k$$

なる関係式に基づき前記DAS11のデータをmに補正する補正部、15は該補正部14からのデータに基づき画像を再構成する再構成部、16は該再構成部15により再構成され*

* た画像を表示する表示部である。

以上のような装置は、先ずスキャナ部10に前述の標準散乱体2及びPbビット3を装着した状態でスキャンを行ない、演算部12によりa及びkを得る。ここでa及びkはメモリ13に記憶される。次いでスキャナ部10から標準散乱体2及びPbビット3を取り外して通常どおり被検体(ここでは患者)のスキャンを行なうと、補正部14によって前記a, kに基づき補正された正確なX線情報が得られ、これが再構成部15で再構成され、従来よりも分解能の高い画像が表示部16に表示されることとなる。尚、a, kを得る作業は被検体のスキャンを行なう毎に行なう必要はなく、所定回数毎に行なえば足りる。

以上本発明の実施例について説明したが、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内において適宜変形実施可能であることは言うまでもない。

例えば遮蔽体はPbに限らず、W, Moその他X線を透過しないものであればよい。

【発明の効果】

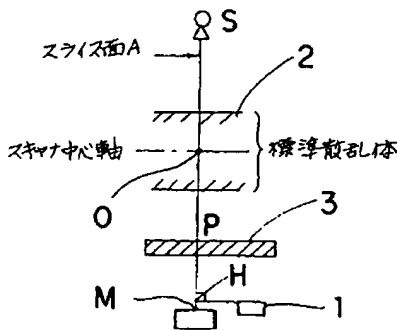
以上詳述したように本発明によれば、遮蔽体が主検出器に入射する主線を遮蔽するので、このとき主検出器からの出力値は散乱線成分のみとなることからOOPSの出力値とこの散乱線成分とから両者の比を求めることができ、この比を用いてより正確なX線情報を得ることができること。

【図面の簡単な説明】

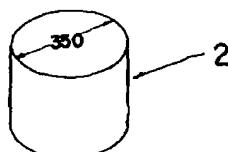
第1図は本発明に係るX線CT装置の要部を示す正面図、第2図は同上側面図、第3図は同上作用説明図、第4図は同上部分説明図、第5図は標準散乱体の斜視図、第6図、第7図、第8図はそれぞれ第1実施例の作用説明図、第9図、第10図はそれぞれ第2実施例の作用説明図、第11図は本発明を用いたX線CT装置全体のブロック図である。

1 ……散乱検出器、3 ……遮蔽体、4 ……主線、
5 ……散乱線、M ……主検出器、S ……X線源。

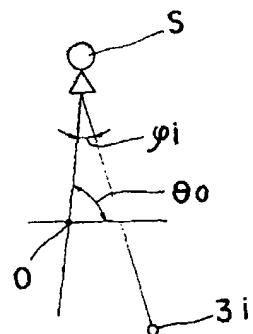
【第2図】



【第5図】



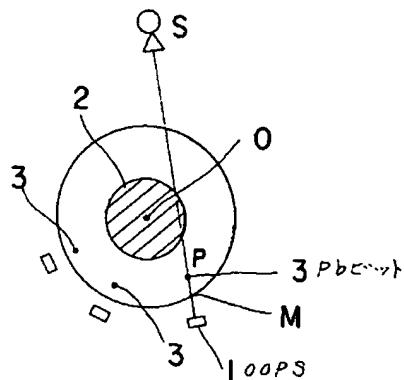
【第6図】



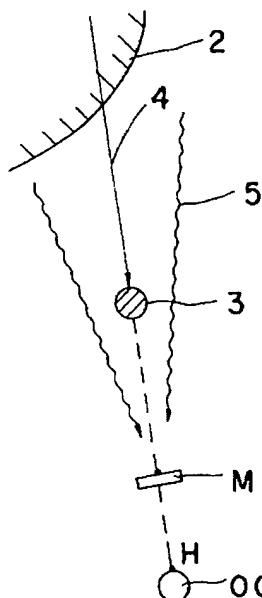
(4)

特公平7-63464

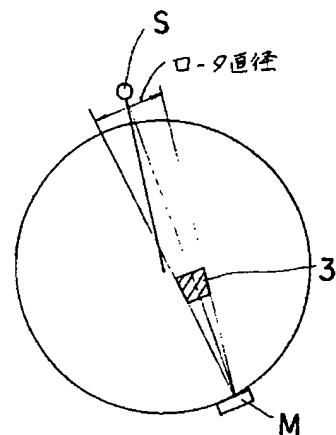
【第1図】



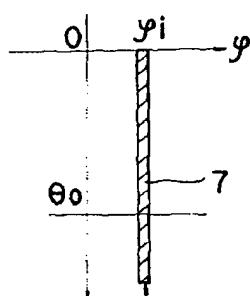
【第3図】



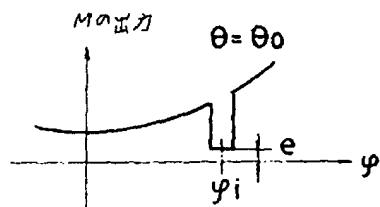
【第4図】



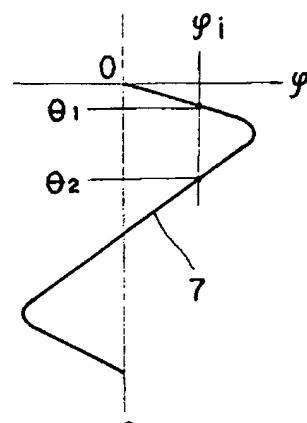
【第7図】



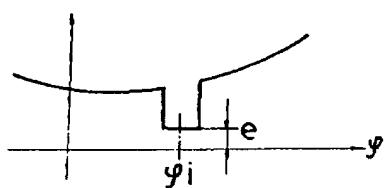
【第8図】



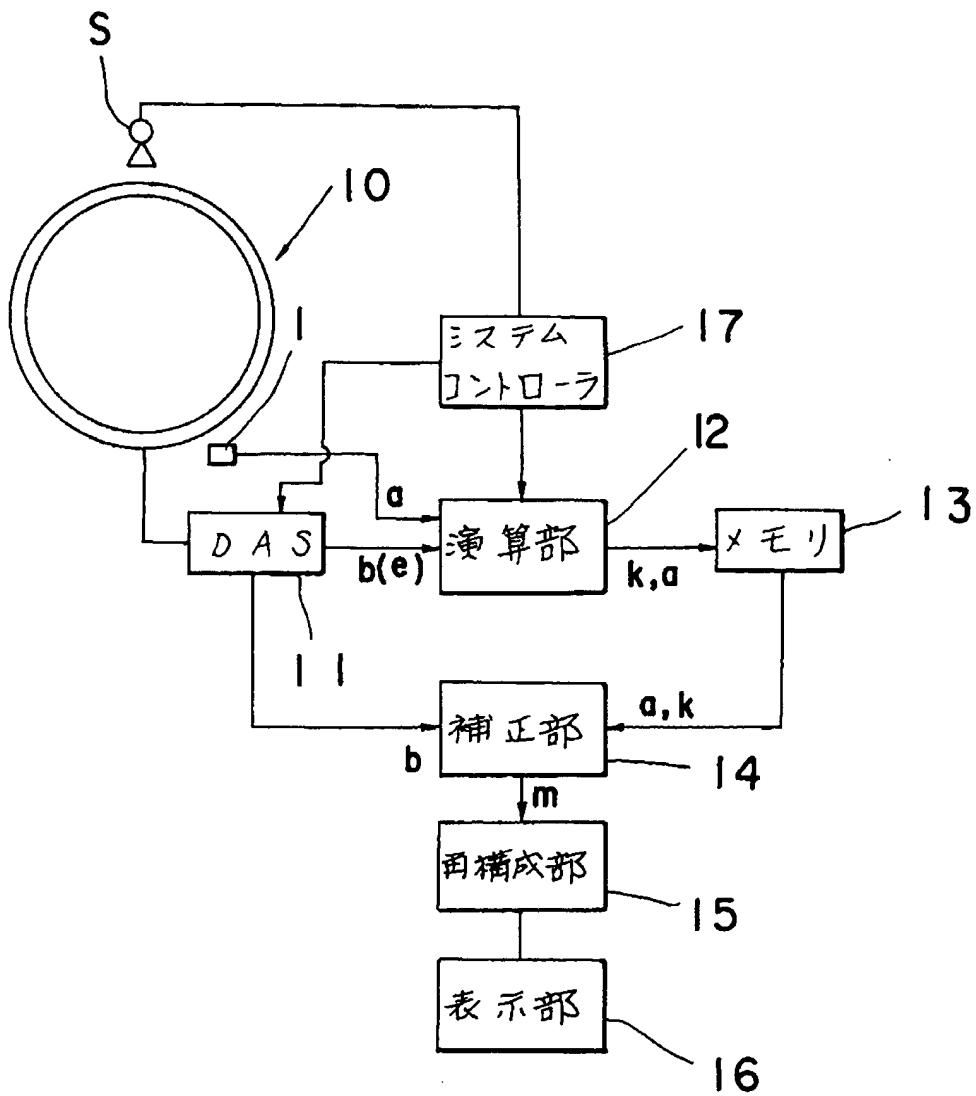
【第9図】



【第10図】



【第11図】



⑰公開特許公報 (A)

昭62-261342

⑯Int.Cl.⁴A 61 B 6/03
G 01 N 23/04

識別記号

350

府内整理番号

K-7232-4C
2122-2G

⑮公開 昭和62年(1987)11月13日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全5頁)

⑯発明の名称 X線CT装置

⑰特願 昭61-105154

⑰出願 昭61(1986)5月7日

⑯発明者 南部 恭二郎 大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

⑯発明者 利府 俊裕 大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

⑰出願人 株式会社東芝 川崎市幸区堀川町72番地

⑯代理人 弁理士 三澤 正義

明細書

1. 発明の名称

X線CT装置

2. 特許請求の範囲

(1) 被検体にX線を曝射するX線源と、該X線源から曝射され被検体を透過したスキャン面内のX線を検出する主検出器群と、前記スキャン面外であって前記主検出器群の少なくとも一つと対応する位置に配置された散乱線検出器とを有し、被検体の代りに標準散乱体を配置したときの前記散乱線検出器及びこれに対応する主検出器の各データより、前記主検出器群に入射する散乱線を検出するX線CT装置であって、前記散乱線検出器に対応する主検出器と前記X線源とを結ぶ軸上の該主検出器側の位置に、前記X線源からの主線を遮蔽する遮蔽体を着脱自在に設けたことを特徴とするX線CT装置。

(2) 遮蔽体は、X線源と散乱線検出器とを結ぶ軸を越える位置まで達する長さとした特許請求の範囲第1項記載のX線CT装置。

(3) X線源、散乱線検出器及び遮蔽体は、スキャン中心の回りに一体的に回転するものである特許請求の範囲第1項又は第2項記載のX線CT装置。

3. 発明の詳細な説明

[発明の目的]

(産業上の利用分野)

本発明はCT装置、特にその散乱線の検出の改良に関する。

(従来の技術)

一般にX線CT装置においてはX線源から曝射され被写体を透過したX線及び散乱線を検出する主検出器と、該主検出器への散乱線成分を検出するための散乱線検出器（以下、OOPSと略記する）とを備えており、OOPSにより検出されたデータに基づき散乱線成分を検出し、これを主検出器の測定値から除去することにより、できるだけ正確なX線情報を得るようになっている。

(発明が解決しようとする問題点)

主検出器とOOPSに同じ被写体からの散乱線が入った場合、OOPSの出力する測定値（検

出した散乱線のエネルギーの総和に比例)をa(以下単にaとも言う)とし、主検出器が出力する測定値をb(以下単にbとも言う)とするとき、bのうちの大半は主線すなわちX線源から被写体を透過して直接主検出器に至った本来測定しようとしている量m(以下単にmとも言う)であり、残りの

$$e = b - m$$

は散乱線による成分(以下単にこれをeとも言う)である。そして、一般には検出器の感度の違いや形状の違い等により、a=eとはならない。このため従来の装置では必ずしも正確なX線情報を得ることができなかった。

一方、OOPSの測定値aと散乱線成分eの比

$$k = a / e$$

は一定であり、この比k(以下単にkとも言う)を予め知つておけば

$$m = b - a / k$$

なる関係によってmを推定することが出来る。ここでa/kは推定された「主検出器に入射した散

乱線量」である。

以上のことから予めkを知つておく必要があることがわかる。

本発明は上記事情に基づいてなされたものであり、kを知ることにより、より正確なX線情報を得ることを目的とする。

[発明の構成]

(問題点を解決するための手段)

上記目的を達成するため本発明は、X線源と主検出器との間に主線を遮蔽する遮蔽体を着脱自在に設けた構成とした。

(作用)

本発明は上記の構成としたので、次のように作用する。

即ち、遮蔽体が主検出器に入射する主線を遮蔽するので、このとき主検出器からの出力値は散乱線成分eのみとなる。従ってOOPSの出力値aとこの散乱線成分eとから両者の比kを求めることが可能、この比kを用いてより正確なX線情報、即ち、

$$m = b - a / k$$

を得ることができる。

(実施例)

以下図示の実施例について説明する。

<第1実施例>

第1図は本発明に係るX線CT装置の要部を示す正面図であり、第2図はその側面図である。

本実施例は図示のように、それぞれのOOPS1からスライス面Aへおろした足HとX線源Sを結ぶ線上に於て、被写体(ここでは標準散乱体)2よりもOOPS1に近いところPにX線遮蔽体であるPbのビン(以下Pbビットという)3を置き、又この線上にある主検出器をMとする。従ってOOPS1と同数のPbビット3が置かれる。Pbビット3の長さは主検出器Mを十分に覆うようにする(さらにOOPS1をも覆うようにしてもよい)。又Pbビット3はスライス面Aに垂直に置く。より具体的にはPbビット3はPb(厚さ7~6mm)の角柱であり、第4図に示すように焦点外X線源をも遮蔽するためにX線源S(X

線管)のローターが主検出器Mから全く見えないようにする大きさとし、主検出器MとX線源Sを結ぶ線上で主検出器Mから50ないし150mm離れた位置に置く。Pbビット3の幅はそれぞれ異なってよいが、大きすぎるPbビットは大部分の散乱線をも遮蔽してしまうことになり望ましくない。又Pbビット3は、X線源SとOOPS1を取り付けてあるフレームに対し着脱自在に取り付ける。標準散乱体2としては、例えば第5図に示すように人体と同程度の直径350mmで、適当な長さのアクリル製円筒に水を満たしたものとし、その中心軸O'がスキャナ中心軸Oに一致し、且つその重心がスキャナ中心軸Oに一致するように置く。

さてこの状態でスキャンを行なうと、OOPS1、X線源Sはスキャナ中心軸Oの回りを回転するが、Pbビット3もこれと一緒に回転し、常に上述(第1、2図)の位置関係を保つ。回転につれMは次々と異なる主検出器の上を移っていく。

そして或る瞬間に於て、第3図に示すようにPbビット3は主検出器Mへ入射すべきであった主線4を完全に遮蔽する。このため主検出器MはPbビット3で遮蔽されない方向からくる、スキャナ内に置かれた標準散乱体2による散乱線5を受ける。

従って、主検出器Mの出力bは

$$b = e \quad (m = 0)$$

となる。このときの状態を第6図に、そのスキャンデータを第7図に、主検出器Mの出力を第8図にそれぞれ示す。これらの図から解るように、このときのPbビット3iによる影7はX線源Sの回転角θiによらず常に $\theta = \theta_i$ のところに出現する。そしてこの影の内側での主検出器Mの出力値がcに他ならない(第8図)。

一方対応するOOPS1も(これは本来主線を受けないOut of Planeに置かれているが)Pbビット3で遮蔽されていない方向から来る散乱線5を受ける。つまりMと同じ散乱線5を受けることとなる。そこでこの出力をaとする

第1実施例と同様である。

<第3実施例>

第11図に上述の実施例を用いたX線CT装置全体のブロック図を示す。

同図に於て、10は上述のスキャナ、11は該スキャナ10からのデータを収集するデータ収集部(DAS)、12は該DAS12及びOOPS1からのデータに基づきKを算出しKとmとを出力する演算部、13はこのKとaとを記憶するメモリ、14は該メモリ13のa及びKにより、

$$m = b - a / K$$

なる関係式に基づき前記DAS11のデータをmに補正する補正部、15は該補正部14からのデータに基づき画像を再構成する再構成部、16は該再構成部15により再構成された画像を表示する表示部である。

以上のような装置は、先ずスキャナ部10に前述の標準散乱体2及びPbビット3を基とした状態でスキャンを行ない、演算部12によりa及びKを得る。ここでa及びKはメモリ13に記憶さ

と

$$K = a / e = a / b$$

であるからKを求めることができる。

<第2実施例>

この実施例はPbビット3を回転させず、一定の位置に置いておく。このとき、Pbビット3の数はOOPS1の数と一致する必要はなく少なくとも1個あればよい。

Pbビットは先述した第1、2、3図に示されるように置かれ、また検出器M主線4(及び焦点外X線)が入射しないように、その大きさを設定する。

この場合、スキャンデータ上第9図に示すような曲線7iが一本のPbビットによって描き出される。そしてOOPS1iとX線源Sを結ぶ直線上にPbビットが来たとき(第9図に示す θ_1 、 θ_2 に来たとき)、その時点でその直線上にある主検出器の出力値(即ち $\theta = \theta_1$ 、又は $\theta = \theta_2$ に於ける出力値)は、第10図に示すようにeとなる。これによってKを求めることが出来ることは

れる。次いでスキャナ部10から標準散乱体2及びPbビット3を取り外して通常どおり被検体(ここでは患者)のスキャンを行なうと、補正部14によって前記a、Kに基づき補正された正確なX線情報が得られ、これが再構成部15で再構成され、従来よりも分解能の高い画像が表示部16に表示されることとなる。尚、a、Kを得る作業は被検体のスキャンを行なう毎に行なう必要はなく、所定回数毎に行なえば足りる。

以上本発明の実施例について説明したが、本発明は上記実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨の範囲内において適宜変形実施可能であることは言うまでもない。

例えば遮蔽体はPbに限らず、W、Moその他のX線を透過しないものあればよい。

[発明の効果]

以上詳述したように本発明によれば、遮蔽体が主検出器に入射する主線を遮蔽するので、このとき主検出器からの出力値は散乱線成分のみとなることからOOPSの出力値とこの散乱線成分と

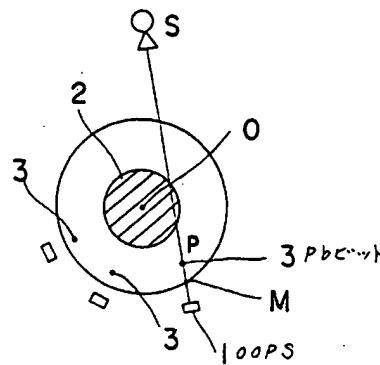
から両者の比を求めることができ、この比を用いてより正確なX線情報を得ることができる。

4. 図面の簡単な説明

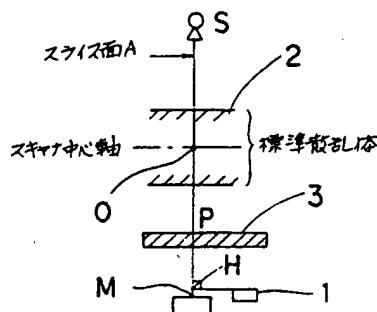
第1図は本発明に係るX線CT装置の要部を示す正面図、第2図は同上側面図、第3図は同上作用説明図、第4図は同上部分説明図、第5図は標準散乱体の斜視図、第6図、第7図、第8図はそれぞれ第1実施例の作用説明図、第9図、第10図はそれぞれ第2実施例の作用説明図、第11図は本発明を用いたX線CT装置全体のブロック図である。

1…散乱検出器、3…遮蔽体、4…主線、
5…散乱線、M…主検出器、S…X線源。

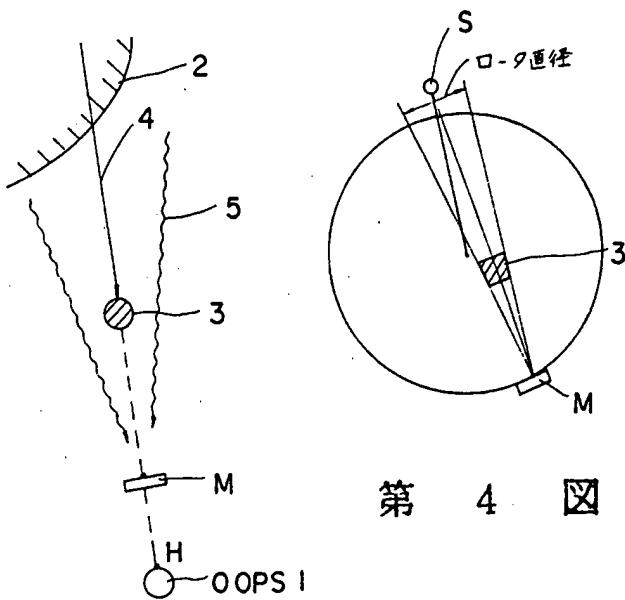
代理人 弁理士 三澤正義



第 1 図

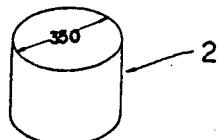


第 2 図

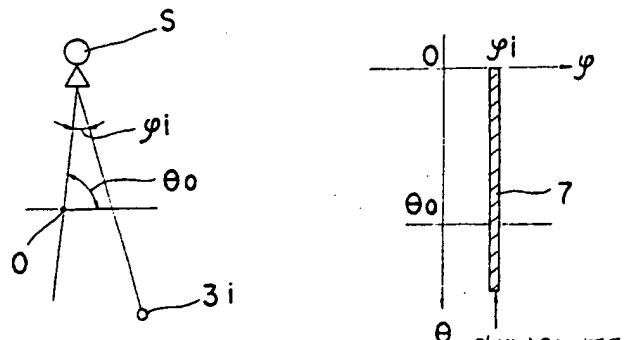


第 4 図

第 3 図

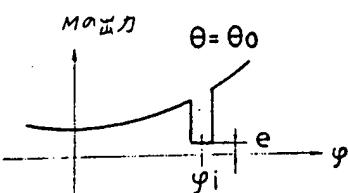


第 5 図

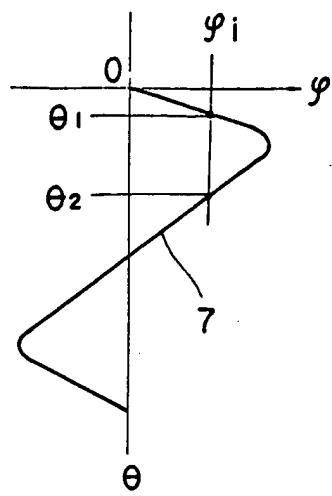


第 6 図

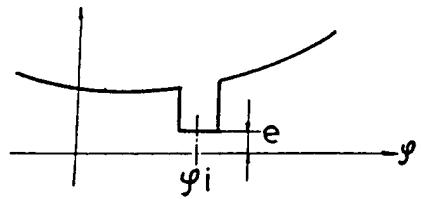
第 7 図



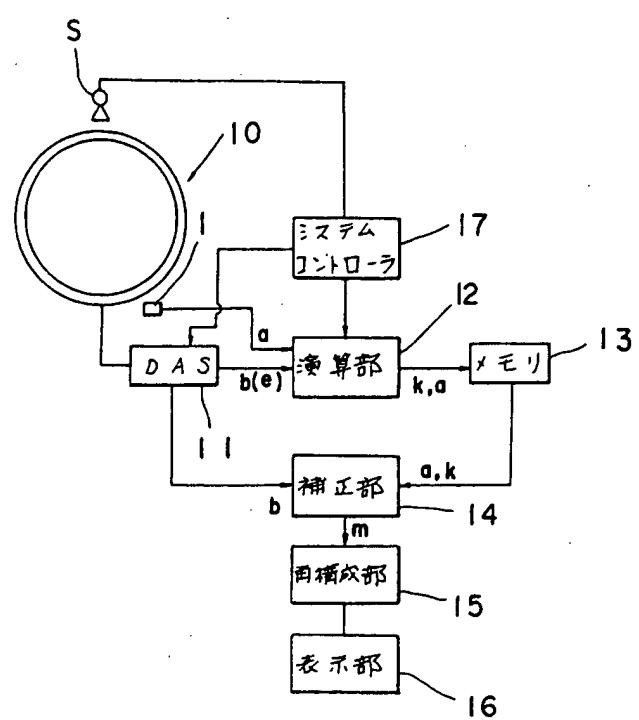
第 8 図



第 9 図



第 1 0 図



第 1 1 図